

3

⑩日本国特許庁
公開特許公報

⑪特許出願公開
昭52—138071

⑫Int. Cl. ²	識別記号	⑬日本分類	庁内整理番号	⑭公開	昭和52年(1977)11月17日
B 01 D 13/00	1 0 1	13(7) D 41	7433—4A		
A 61 F 1/24		94 H 53	6829—54	発明の数	2
A 61 M 1/03		13(7) D 4	7433—4A	審査請求	未請求
B 01 D 53/22					

(全 11 頁)

⑮分離装置

⑯特 願 昭52—30247
⑰出 願 昭52(1977) 3 月18日
優先権主張 ⑱1976年 3 月19日 ⑲オランダ国
⑳7602880
㉑1976年 3 月19日 ㉒オランダ国
㉓7602881
㉔発 明 者 ヘンドリクス・ヨハネス・スペ
クレ

オランダ国アルンヘム・ブレム
シュトラート48
㉕発 明 者 ヨハネス・ペトルス・ブランツ
オランダ国オス・ウィツテ・ホ
エフラーン18
㉖出 願 人 オルガノン・テクニカ・ビー・
ブイ
オランダ国オス・インダストリ
ーラーン84
㉗代 理 人 弁理士 浅村皓 外 3 名

明 細 書

1. 発明の名称

分離装置

2. 特許請求の範囲

(1) 多数個の管状をなしかつ選択的に透過可能な並列接続隔膜にしてその横断方向寸法がその長手方向寸法に比して極めて小さく、その端部が支持部材内に係合している隔膜からなる少なくとも1つの束を収納するハウジングを有する特に血液透析に用いられる分離装置にして、前記隔膜が分離装置の内部を該隔膜の内側によつて与えられる第1の媒体領域と、該隔膜外側かつ該ハウジング内側にある第2の媒体領域とに分割しており、これら媒体領域の各々には第1及び第2の媒体を供給及び排出するためにそれぞれ取入口及び取出口が設けられており、これら媒体は前記隔膜の壁を介して交換され得る分離装置において、前記支持部材間の領域内において前記隔膜の束が前記ハウジングの第2の媒体領域の内側壁に対抗して配置された少なくとも1つの拘束部材に係合しており、

該拘束部材は実質的に該束の円周方向に延びてゐることを特徴とする分離装置。

(2) 特許請求の範囲前記第1項に記載の分離装置において、前記第1の媒体領域は第1の媒体を通過させる役目を果しており、前記第2の媒体領域は第2の媒体を実質的に前記束の長手方向に通過させる役目を果していることを特徴とする分離装置。

(3) 特許請求の範囲前記第1項又は第2項に記載の分離装置において、前記拘束部材が環状形状をなしていることを特徴とする分離装置。

(4) 特許請求の範囲前記第3項に記載の分離装置において、前記拘束部材が前記ハウジング内に別個に設けられているリングによつて形成されていることを特徴とする分離装置。

(5) 特許請求の範囲前記第4項に記載の分離装置において、前記リングには前記束の円周方向表面と係合する弾性部分が設けられていることを特徴とする分離装置。

(6) 特許請求の範囲前記第4項又は第5項に記

載の分離装置において、前記リングは全体が弾性材料で形成されていることを特徴とする分離装置。

(7) 特許請求の範囲第1項乃至第6項のいずれかに記載の分離装置において、前記第1の領域には血液用の取入口及び取出口が設けられており、前記第2の領域には透析液体用の取入口及び取出口が設けられていることを特徴とする分離装置。

(8) 管状をなしかつ選択的に透過可能な並列接続隔膜にしてその端部が支持部材内に係合している隔膜からなる少なくとも1つの束を収納するハウジングを有する特に血液透析に用いられる分離装置にして、前記隔膜が分離装置の内部を該隔膜の内側によつて与えられる第1の媒体領域と、該隔膜外側かつ該ハウジング内側にある第2の媒体領域とに分割しており、これら媒体領域の各々には第1及び第2の媒体を供給及び排出するためにそれぞれ取入口及び取出口が設けられており、これら媒体は前記隔膜の壁を介して交換され得る分離装置において、前記ハウジングは前記束の両端部において前記第2の媒体領域の取入口及び取

出口と接続されている環状チャンパを備えており、該環状チャンパの内側壁には幾つかの円周方向隔壁通路が設けられており、この通路を介して前記環状チャンパは前記第2の媒体領域と導通していることを特徴とする分離装置。

(9) 特許請求の範囲前記第8項に記載の分離装置において、前記通路は部分的に前記支持部材内に延びていることを特徴とする分離装置。

(10) 特許請求の範囲前記第8項又は第9項に記載の分離装置において、前記ハウジングは前記環状チャンパの外側壁を形成している拡大端部部分に終結している中央部分を有していることを特徴とする分離装置。

(11) 特許請求の範囲前記第8項又は第9項に記載の分離装置において、前記環状チャンパの内側壁には軸線方向に突出したさし込み部材が設けられていることを特徴とする分離装置。

(12) 特許請求の範囲前記第11項に記載の分離装置において、前記環状チャンパの内側壁は前記ハウジング中央部分の前記拡大端部部分内に延び

3

ている部分によつて形成されていることを特徴とする分離装置。

(13) 特許請求の範囲前記第11項に記載の分離装置において、前記ハウジングは外側スリーブを有しており、該スリーブ内側には別個の内側スリーブが配置されており、前記環状チャンパの内側壁は前記内側スリーブのさし込み状端部によつて形成されていることを特徴とする分離装置。

(14) 特許請求の範囲前記第1項乃至第13項のいずれかに記載の分離装置において、前記第1の領域が血液取入口及び取出口と接続されている2つの血液分配チャンパと導通しており、前記環状チャンパは透析液体用取入口及び取出口と接続していることを特徴とする分離装置。

(15) 特許請求の範囲前記第8項乃至第14項のいずれかに記載の分離装置において、前記第2の領域(43)の取入口開口部は前記束(17)を横断する方向に向いている供給チャンネル(14)の口(44)によつて形成されていることを特徴とする分離装置。

4

(16) 特許請求の範囲前記第15項に記載の分離装置において、前記供給チャンネル(14)の口(44)は環状チャンパ(12)の内側壁(16)の一部(45)と相対して配置されていることを特徴とする分離装置。

(17) 特許請求の範囲第8項乃至第16項のいずれかに記載の分離装置において、前記第2の領域(43)の取出口開口部は前記束(17)を横断する方向に向いている排出チャンネル(13)の口(46)によつて形成されていることを特徴とする分離装置。

(18) 特許請求の範囲前記第17項に記載の分離装置において、前記排出チャンネル(13)の口(46)は環状チャンパ(11)の内側壁(5)の一部(47)と相対して配置されており、該一部は2つの通路間に配置されていることを特徴とする分離装置。

(19) 特許請求の範囲前記第1項乃至第18項のいずれかに記載の分離装置において、前記隔膜は中空繊維によつて形成されていることを特徴とす

る分離装置。

㉒ 特許請求の範囲前記第19項に記載の分離装置において、前記中空繊維が銅アンモニアから作られていることを特徴とする分離装置。

㉓ 特許請求の範囲前記第19項又は第20項に記載の分離装置において、前記中空繊維は400 μ mを超えない外径を有していることを特徴とする分離装置。

㉔ 特許請求の範囲前記第21項に記載の分離装置において、前記中空繊維は100 μ mを超えない壁厚を備えていることを特徴とする分離装置。

㉕ 特許請求の範囲前記第1項乃至第22項のいずれかに記載の分離装置を製造する方法において、前記支持部材は前記束及び拘束部材を含むハウジングを円板上かつその周辺近くに配置し、前記束の軸線が前記円板に対して少なくとも実質的に半径方向を向くようにし、該円板を回転させ、鋳造材料を該回転段階の少なくとも一部の期間中において前記束の両端に送給することにより形成されることを特徴とする分離装置の製造方法。

7

可能な並列接続隔膜にしてその横断方向寸法がその長手方向寸法に比して極めて小さく、その端部が支持部材内に係合している隔膜からなる少なくとも1つの束を収納するハウジングを有する特に血液透析に用いられる分離装置にして、前記隔膜が分離装置の内部を該隔膜の内側によつて与えられる第1の媒体領域と、該隔膜外側かつ該ハウジング内側にある第2の媒体領域とに分割しており、これら媒体領域の各々には第1及び第2の媒体を供給及び排出するためにそれぞれ取入口及び取出口が設けられており、これら媒体は前記隔膜の壁を介して交換され得る分離装置に関するものである。

人工腎臓として用いるための上述の型式の透析器がアベル (Abel) 等によつて Pharmacology and Experimental Therapeutics の5巻 (1913~1914) 275~316頁に説明されている。並列接続された幾つかの管状コロジオン隔膜を介して彼らは動物の動脈から取出した血液を流した。前記隔膜のまわりには透析液の流れが保持され、

㉖ 特許請求の範囲前記第23項に記載の方法を実施するための装置において、該装置は回転円板と、該円板を回転させるための駆動装置と、該円板の中心に配置された供給容器と、前記円板の周辺のまわりに配されたホルダにして該ホルダは分離装置を支持してその繊維束の軸線が実質的に前記円板に関して半径方向を向くようにするためのホルダと、前記ホルダの各々により担持されて前記分離装置のハウジングの外向き端部を収納するための少なくとも1つの鋳造モールドと、前記供給容器と前記外向き配置された鋳造モールドの各々との間に設けられた回路とを有することを特徴とする装置。

㉗ 特許請求の範囲前記第24項に記載の装置において、前記供給容器がこの内部を幾つかの仕切り室即ち各分離装置に対して1個あての仕切り室に分割している仕切りを有していることを特徴とする装置。

3. 発明の詳細な説明

本発明は多数個の管状をなしかつ選択的に透過

8

この液は前記隔膜の壁中を通つて血液から抽出された低分子廃棄物を排出する役目を行なっている。浄化された血液は静脈を通つて動物の体内に戻された。

かくて Abel 等は腎臓失患の場合身体の外での血液透析方法の基礎を確立した。彼らは管状隔膜を利用すると例えば最適の内部体積対外部表面積の比が得られる等の種々の顕著な利点が見られることを発見した。かくて前記隔膜によれば腎臓の毛細血管の場合の如く大きく変化する隔膜表面積が小さな血液体積と組合わせて得られることになる。

人工的に形成された毛細管隔膜によつて得られる毛細血管の限界については又 Huzella によつて Biochemische Zeitschrift 194, 128 (1928) に記載されている。

ガス混合物からヘリウムを隔離するための管状隔膜を有する分離装置が Bell 研究所の記録 (1958年6月、第7、頁262~263) 及び仏国特許明細書第1227030号に記載され

ている。この場合ガラスチューブの束が形成されており、これらはヘリウムに対しては高い透過性を有しているが他のガスに対しては低い透過性しか有していない。分離能力を高めるためには隔膜の全表面積は大きくし、その壁厚は小さくしなければならない。この目的のために極めて数の多い微細な薄肉ガラス毛细管が利用されており、これらの端部は合成樹脂材の支持部材内に埋込まれている。これらの毛细管は極めて直径が小さいために、その壁厚が小さいにもかかわらず壁の内外に生ずる圧力差が大きくてもこの圧力差に耐えることが出来る。

独国特許公開第1226988号出願明細書には血液透析用としても用いることの出来る紡織毛管隔膜を備えた分離装置が記載されている。

可能な限り大きな隔膜表面積を得て2つの媒体間の交換に役立てるためには、上述の型式の既知の装置の構造において前記管状隔膜が支持部材間の領域内において付加的に支持されていないことが好ましい。これと対照して、本発明に係る分離

11

り、前記第2の媒体領域は第2の媒体を実質的に前記束の長手方向に通過させる役目を果している。前記拘束部材としては種々のものが考えられる。例えば、前記ハウジングの内側壁には束に係合する1個乃至それ以上のらせんリブを設けることが出来る。しかしながら、前記第2の媒体が束のまわりの特定の進路即ち束の外側とハウジングの内側壁との間の領域のらせん通路を流れてしまうのを防止するために幾つかの地点において前記第2の媒体は半径方向内向きに流れるようにしてやるのが望ましい。このような流れはらせんリブの引続くピッチ部間にクロスリブを設けてやることにより実現出来る。前記らせんリブはハウジングの内側壁と一体に形成してやることも出来るが、別個の部材として該壁に対設してやることも出来る。

本発明に係る分離装置の好ましい構造によれば、前記拘束部材は環状形状をなしている。かくすれば前記第2の媒体が特定の進路にかたよるということは防止される。又このような特定の流路に対する配慮をする必要もない。

13

装置の特徴は、前記支持部材間の領域内において前記隔膜の束が前記ハウジングの第2の媒体領域の内側壁に対抗して配置された少なくとも1つの拘束部材に係合しており、該拘束部材は実質的に前記束の円周方向に延びているという点である。

一見するとこのような支持方法は物質の交換効率を悪化させるように思われるが、事実はその反対であることが判明した。

即ち幾つかの地点で拘束部材により円周方向が支持されている束を使用すると前記効率が増大するということが判明した。拘束部材の望ましくない効果はこの拘束部材において前記第2の媒体領域内の媒体が束中を通らなければならないという点に帰因するかもしれない。かくて前記第2の媒体は少なくとも該拘束部材において隔膜と出来るだけ密接に接触して押し流され、こうすることにより前記第1の媒体との物質の交換が促進されることになる。

本発明に係る分離装置においては前記第1の媒体領域は第1の媒体を通過させる役目を果してお

12

前記リング及びハウジングを一塊に形成して、リングがハウジング内の肩乃至カラーを形成してやることももちろん許容されるが、この肩はハウジング内において別個に装着されたリングによつて形成させるのが更に好ましい。この場合には同一のハウジングを使用する一方前記リングの寸法を使用する隔膜束の直径に適合させることが可能である。

本発明に係る別の構造の分離装置の特徴によれば前記リングには前記束の円周方向表面に係合する弾性部分が備えられている。かくて、前記束の外径が幾分変動しても該束はリングと満足に係合することが出来る。

リング全体は弾性材料から作られているのが好ましい。

本発明は上述のいずれかの構造に係る血液透析のための装置に関するものであり、該装置においては前記第1の領域には血液用の取入口及び取出口が設けられており、前記第2の領域には透析液体用の取入口及び取出口が設けられている。

14

以下付図を参照して本発明のより詳細な説明を行なうことにする。

第1図において符号1は第3図において詳細を示す中空繊維人工腎臓用の円筒状ポリステレンハウジングを示す。前記ハウジング1は拡大部分3, 4内に終結している長細い中央部分2から構成されている。前記拡大端部3, 4内において端部部分5, 6は中央部分2の連続体を形成している。端部部分5, 6には円周方向に規則正しく隔設された軸線方向に突出するさし込み部材7, 8, 45, 47が設けられている(第2図も参照)。前記さし込み部材間の間隙は以下第3図を参照して更に詳細に述べるように透析液用の通路を形成している。これら通路の2つが参照番号9, 10によつて示されている。拡大端部部分3, 4及び部分5, 6の間にはそれぞれ環状領域11及び12が設けられている。

これらの領域内には端部取入口及び取出口接続部材13, 14が配されており、これらは拡大端部部分3, 4内に収納されている。接続部材13,

15

支持部材は右手側端部部分4によつて示される如く拡大端部部分を越えて部分的に突出している。支持部材の端部表面に対してはヘッド(第3図においては符号19で示されている)が設けられており、該ヘッドには血液接続部材27, 28が設けられている。前記ヘッドは2つの円形リッジを備えており、内側の一つは更に軸線方向に突出している。

これらのリッジ(ヘッド19に対するリッジは符号20及び21により示されている)は拡大端部部分3, 4上にねじ込まれたカラ22, 23によつて誘起された圧力によつて前記支持部材内に押込まれている。

前記端部支持部材間において前記繊維束17は前記ハウジングの内側壁の中央部分2に対向して置かれた弾性リング24, 25, 26により更に幾つかの場所で付加的に支持されている。これらリングの各々は柔軟なゴムよりなっており、透析間隙30の拘束部材を形成している。該間隙30は前記ハウジングの中空繊維17が通つていない

14の口はそれぞれ46, 44によつて示されている。端部部分3, 4はその周辺においてねじ15, 16が設けられており、かくて人工腎臓ハウジング1を閉じるための手段が提供されている。

第3図は人工腎臓の構造を示すより詳細な図を示す。

これは例えば8000本乃至それ以上の多数本の中空状銅アンモニア繊維17から構成されており、これら繊維は同数の選択透過性隔膜を形成している。前記中空繊維は内径が215 μ mであり、壁厚が16 μ m、長さが250mmである。束に組付けられた中空繊維の両端は支持部材内に埋込まれており、これら支持部材の内右手側の支持部材18のみが第3図に示されている。前記支持部材は幾分弾性に富んだ合成材料であり、これは前記繊維の束がハウジング1内に置かれた後該繊維両端のまわりに注入され、その後硬化熟成される。第3図に示される如く、前記合成材料は前記さし込み部材間に形成された各通路の一部を充填する。このようにして繊維束は回転が防止される。前記

16

内側部分によつて形成されている。前記繊維の束はその周辺においてリング24, 25, 26の内側に係合している。前記支持リングの他の修整実施例が第4図乃至第8図に図示されている。これらのリングの各々は柔軟性かつ可撓性に富みかつ生物学的用途に適したゴムから作られている。第4図にかかる構造においては前記支持リングはフランジ31と円錐台部分32を備えている。前記フランジ31は人工腎臓のハウジングの内側壁に係合し、円錐台部分32の下側端部は束17の円周方向表面と係合している。第5図及び第6図に係る構造においてはこれらリングは軸対称である。第5図にかかる構造においては繊維束の円周方向表面は円筒状中央部分33と係合しており、リングの端部34及び35はハウジング1の内側壁と接触している。第6図に係る構造ではその内側端部36, 37は繊維束の円周方向表面と係合しており、一方円筒状外側端部38はハウジングの内側壁と接触する。

第7図及び第8図に係る構造においてはフラン

ジ部分39及び40の外側端部はそれぞれ前記ハウジングの内側壁と接触しており、一方薄肉部分41及び42はそれぞれ繊維束の円周方向表面と係合している。全ての構造において重要なことは、これらリングが前記束径の適当な範囲内において該束の外側周辺及びハウジングの内側壁と適正に接触する如く変形可能であるということである。この点で優れているのが第8図のリングである。第9図はリング内に繊維束17が置かれた時この第8図のリングが該繊維の影響を受けて如何に変形するかを示している。この図は第3図に係る人工腎臓の詳細を例示しているが、この図においてはリング24~26は第8図に係る構造のものである。変形容易な薄肉部分42の利点はその支持作用により前記繊維束が不当に圧縮されないということである。第3図及び第9図の両構造において人工腎臓の組立はまず前記リングがハウジング内に配設され次に繊維束が装填される如く行なわれる。前記リングのハウジングとのはめ合いは、これらリングが次の組立工程においてその位置か

19

る傾向は前記拘束部分の整心効果により打消されることになる。

腎臓疾患の患者の透析を行なう場合人工腎臓は血液接続部材27、28を経て患者の動脈及び静脈に接続される。動脈から流れる血液は血液接続部材の例えば27を経て人工腎臓へと流れ込む。この血液はまずそれぞれのヘッダ及び相対する支持部材の間に配された血液チャンパへと入る。

次に血液は前記チャンパ内で終結している中空繊維17内へと流れ込み、血液チャンパ29及び人工腎臓他端に配設された血液接続部材28を経て人工腎臓から出る。

血液は次に静脈を介して患者体内へと戻る。人工腎臓中を血液が通過する際該血液が純化されるために、前記接続部材13、14の一方から透析液体が供給される。透析液体が接続部材14を通過して流れ込むとすれば、該透析液体はまず環状チャンパ12を充填するが、この充填作用は例えば45の如きさし込み部材を接続部材14の口44と反対側に設けることによつて促進される。前記

21

ら外れないように行なわれる。しかしながら、繊維束をハウジング内に配置する前にまずリングを該繊維束に設けることも可能である。この場合にはリングの可撓性部分がリングの内側ではなく外側に位置する如くリングを利用するのが好ましい。この目的のために第8図に示される如きリングを利用することが可能であり、この場合には部分42が外側に来て、その「フランジ」40が内側に来るようにすべきである。

前記支持部材を特殊な方法で遠心鋳造してやると第2の媒体間隙内の更に別の拘束効果を得ることが出来る。このような遠心鋳造方法は前記支持部材の鋳造の間分離装置が前記繊維を横断して配された対称軸線のまわりを回転するようにして行なわれる。しかしながら、回転円板を利用して該円板の周辺に前記分離装置を配置し前記繊維束の軸線が該円板に対して半径方向に向くようにすればより多数個の支持部材を一度に鋳造してやることが出来る。この場合繊維束に作用する力のために該繊維束が曲がつて軸線方向に変動しようとする

20

環状チャンパ12は支持部材18の左手端部表面、さし込み部材8等の表面、端部部分6及び拡大端部部分4によつて規定されている。チャンパ12から透析液体はさし込み部材間の通路10中を通過して人工腎臓の透析間隙30内へと流れ込む。この間隙はハウジング1の中空繊維17が占有していない内側領域から形成されている。透析液体は今度は繊維を通過して血液の方向と逆行する方向に流れる。リング24、25、26においてハウジング1の内側壁近くを流れる透析液体は繊維束の中央に向けて押し流される。

透析液はそれが透析間隙中を通過する間に血液から廃棄成分を抽出するが、この成分は前記中空繊維の選択透過壁中を通過することの出来るものである。前記透析液体は最終的には接続部材13を通過して人工腎臓を出る。接続部材28から出てくる純化された血液は静脈を通過して患者の体内に送り返される。上述の如き構造の利点は透析液体が装置から出たり入ったりする間に前記繊維束のまわりを均等に流れることが出来るという点である。

22

従つて本装置の場合透析効果は透析液が透析間隙内の特定の道程に従つて流れないということにより効率的なものとなる。

更に利点としては前記支持部材の遠心鑄造工程の間に繊維束が適切な整合効果を与えられるという点である。遠心鑄造の上述の両方法において繊維束の両端部はそれぞれ環状チャンバ11及び12の内側壁5及び6を介して良好に保持される。このように繊維束の両端の支持工程を例えばリング24、25、26により該両端間に束を支持する工程と組合せる方法は上述の第2の方法による支持部材の遠心鑄造に用いるのに最適である。かくて繊維束がそれに働く力のため曲つたり軸線方向に変位する傾向が相殺されることになる。更に上述の構造によれば、前記支持部材が前記ハウジング内に固定されるので該支持部材がその組立の次工程において、例えばカラー22、23がねじ込まれる時にも変位することが出来ないという利点が得られる。

本発明は前記環状チャンバが前記ハウジングと

一体に形成されている第1図乃至第3図に示される構造にのみ限定されるものではない。例えば、本発明は又通路を備えた端部が環状透析チャンバの内側壁として作用する1つ又はそれ以上の部分を収納する如き構造にも応用可能である。このような構造の一つの実施例が第10図に示されている。本図においては同様の部品には第1図と同一の参照符号が付されている。

第10図に示される構造においては前記ハウジング1は2つの同一部品48、49からなる内側スリーブ50を収納している。第10図においては部品49が完全に示されている。前記部品49には真直端フランジ51及び傾斜フランジ52が設けられており、これらフランジはそれぞれ中央部分2及び拡大端部部分4の傾斜部分と係合している。スリーブ部品49の前記傾斜フランジ52を越えて延びる右手端部部分には透析液体用の通路10を備えたさしこみ部材8が設けられている。該右手側端部部分は前記環状透析チャンバ12の内側壁を形成しており、該チャンバの外側壁は前

23

記拡大端部部分4によつて形成されている。第10図に係る構造の人工腎臓はその他の点で第3図に示される人工腎臓と同一である。

第3図及び第10図に示される環状チャンバ11及び12を設けた結果、透析液体は繊維束のまわりに設けられた通路を経て軸線方向に流れる前にまず該繊維束のまわりを接線方向に押し流される。透析液体が反対側の東端部に到達すると、該液体はまず前記環状チャンバ内の通路中を流れて次に該チャンバ及びハウジング内取出口を経て透析装置を出ることが出来る。

独国公開第2444540号明細書の第3図には中空繊維による人工腎臓が記載されているが、この構造においては透析液体用の接続部材は中空繊維の両端と接続する血液チャンバのまわりの環状間隙と導通している。しかしながらこの既知の人工腎臓は内壁に通路を設けた環状チャンバを有していない。既知の人工腎臓においては環状間隙は人工腎臓のハウジング内中傾領域と直接導通している。このような従来の構造では透析液体は特

24

定の進路を流れてしまうので、透析効果が減少してしまうという不具合が生ずる。

例

以下に示す結果は第3図に係る構造の人工腎臓により得られた。但しこの人工腎臓は第8図による2つのリングを設けた場合と；リングを全く設けなかつた場合とが比較された。繊維束は12,000本の銅アンモニア中空繊維から構成されており、各々の繊維は21.5 μm の内径、16 μm の壁厚、250 mm の長さを備えていた。ハウジングの中央部分2の内径は50 mm であり、透析領域30の長さは220 mm であつた。

前記2つのリングはハウジング内において、それらが透析領域30を大体3つの等しい部分に分割するよう配置された。これらのリングはEPT（エチレンプロピレン 3ポリマ）合成ゴムから作られており、非組立状態においては部分42において直径38 mm の丸い開口を有していた。これら繊維間を通つて流量 Q_b が200 ml/min の食塩水が流された。食塩水溶液が繊維間に入つた瞬

間該溶液の濃度 C_1 は非無機化された水 1 L につき 0.6 グラムの NaCl であった。透析領域 30 を通つて新鮮な非無機化水が 500 ml/min の流量で対向流的流れで通過させられた。

人工腎臓から出てくる食塩水溶液について、NaCl の濃度が C_u で測定され、次に効率が

$$\eta = \frac{C_1 - C_u}{C_1} \quad \text{で測定され、又除塩量 } \eta \times Q_b$$

が測定された。

これらの実験は 2 つの構造につきそれぞれ少なくとも 10 装置について行なわれた。

上記リングを備えた構造の場合効率 η は 0.65 ~ 0.75 の間にあり、除塩量は 130 ~ 150 ml/min であった。

リング無しの場合には効率 η は 0.55 ~ 0.65 の間にあり、従つて除塩量は 110 ~ 130 ml/min の範囲にあった。

第 11、12、13 図は中空繊維人工腎臓の支持部材を遠心鋳造するための装置の好ましい実施例を示している。人工腎臓は第 3 図に例示された

27

前記チューブ 62 の他端は供給容器 63 に接続されており、該容器は回転円板 53 の中心に固定装着されている。チューブ 62 を供給容器 63 に接続する部材は符号 79 によつて示されている。供給容器 63 には半径方向に定置された隔壁 64 が設けられており、該隔壁 64 は供給容器を幾つかの仕切り室 65 に分割している。かくて各チューブ 62 には 1 つの仕切り室が対応する。各仕切り室はその頂点コーナーにおいてオーパフロー凹み 78 を備えている。供給容器 63 はふた 67 を備えた円筒状ハウジング 66 内に収納されている。回転円板 53 には駆動シャフト 68 が設けられており、該シャフトはシャフト箱 69 (第 12 図) を介して駆動されている。駆動シャフト 68 の自由端にはロープシープ 70 が装着されており、該シープ上にはロープシープ 72 により駆動されているロープ 71 がかけられている。

シープ 72 は電動モータ 74 のシャフト 73 上に置かれている。全装置はカバー 76 を備えた遠心ハウジング 75 内に収納されている。カバー

構造のものであり、第 11 図及び第 12 図においては極めて図式的に描かれている。符号 53 は回転円板を示しており、該円板上には幾つかの人工腎臓 54 が載置されている。第 11 図は 3 個の人工腎臓を示している。これらの人工腎臓は回転円板の周辺上において等間隔に配置されており、その繊維束 17 の長手方向軸線は回転円板に関して半径方向に延びている。第 12 図の側立面図に示される如く、これらの人工腎臓は回転円板 53 上に装着されたホルダ 55 によつて支持されている。前記ホルダ 55 の各々には 2 つのより上つた端部 56、57 が設けられており、これらの端部は繊維束 17 の支持部材用モールド 58、59 を担持している。モールド 58、59 は人工腎臓の両端 (第 1、3 図の符号 3、4) を含んでいる。モールド 58、59 はキャンプの形態をしており、その頂点には凹み 60、61 がそれぞれ設けられている。これら凹みは鋳造材料供給用チューブ (例えば第 11、12 図の符号 62) の端部を収納している。

28

76 には鋳造材料を供給容器 63 へと例えばふた 67 内の開口を経て通過させるための通路用開口 77 を設けても良い。

遠心鋳造装置は以下の如く作動する。繊維束端部を埋込むべき人工腎臓は鋳造キャンプ 58、59 とともにホルダ 55 内に置かれる。チューブ 62 の両端は外向きに配置された鋳造キャンプ 58 の凹み 60 内に挿入される。前記支持部材 (第 3 図の符号 18) 用材料は供給容器 63 内に注入される。鋳造材料の送り込み量はそれがオーパフロー凹み 78 上を流れて全ての仕切り室が同一のレベルに充填されるよう選ばれる。次に駆動モータが始動し、人工腎臓を担持している回転円板 53 が回転し始める。かくて遠心力の影響のもとに鋳造材料は供給容器 63 の外側壁を上昇して行き、チューブ 62 を通つて鋳造キャンプ 58へと流れ行く。

鋳造キャンプ 58 内において鋳造材料は繊維束端部のまわりに広がり、個々の中空繊維の両端間をも貫通する。各仕切り室間において鋳造材料の

量が異なってくるということはない。何故ならば鋳造材料は回転中仕切り室の端部上に上昇してくるからである。即ちある仕切り室内で鋳造材料が余つた場合にはこの余りの分は近接する仕切り室上に分布されるからである。鋳造材料が十分硬化したならば、駆動モータ74が停止する。チューブ62はキャップ58から取りはずされ、キャップ58、59を備えた人工腎臓がホルダ55から除去され、180°回転させられ、ホルダ55内に固定される。次にチューブ62の自由端部は鋳造キャップ59の凹み61内に挿入される。

供給容器63が再充填された後に、繊維束の他の端部の支持部材を鋳造して行くことが出来る。

この遠心鋳造法は必ずしも供給容器を仕切り室に分割しないタイプの供給容器を用いて行なうことが出来る。又仕切り室のない供給容器を利用することも出来る。しかしながら鋳造材料が人工腎臓上に均等に分布されるという観点からすると、遠心鋳造の際鋳造材料の供給容器への供給は徐々に行なう必要がある。従つて第11図、第12図、

第13図を参照して上述した如く供給容器63が仕切り室に分割されている遠心鋳造方法がやはり好ましい。何故ならばこの場合供給容器への充填工程は遠心鋳造工程の前に行なわれるからである。

第11図、第12図、第13図に係る実施例においては単に一系列の人工腎臓に支持部材が設けられているが、幾つかの人工腎臓を重ねて幾列かの人工腎臓を同時に処理することも出来る。この場合には各列はそれ自体の供給容器を備えることも出来る。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る人工腎臓のハウジングの断面図、

第2図は第1図の人工腎臓のハウジングの横断面図、

第3図は第1図に係るハウジング内に収納された管状隔膜の束を有する人工腎臓の一部断面にて及び一部側立面にて示す図、

第4図乃至第8図は第3図に係る人工腎臓ハウジング内の隔膜束を支持するのに用いられる種々

の構造の断面図、

第9図は第8図に係る支持部材を備えた第3図に係る人工腎臓の一部を示す図、

第10図は第1図のハウジングの変更実施例を示す図、

第11図は第3図の人工腎臓の支持部材の遠心鋳造に用いられる装置の上面図、

第12図は第11図の装置の側立面図、

第13図は第12図の装置の詳細を示す図をそれぞれ示す。

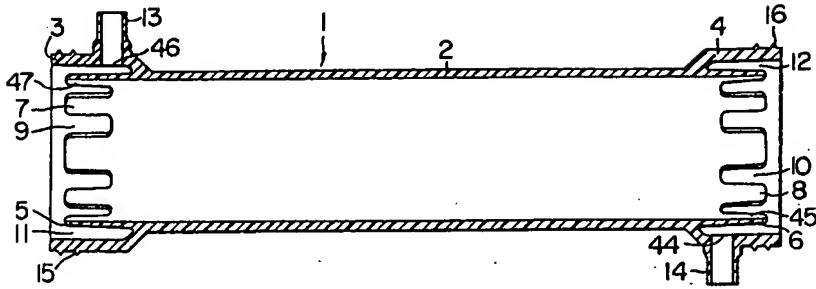
43：第2の領域、44：口、14：供給チャンネル、17：束、12：環状チャンパ、16：環状チャンパの内側壁、13：排出チャンネル、46：排出チャンネルの口

代理人 浅 村 皓

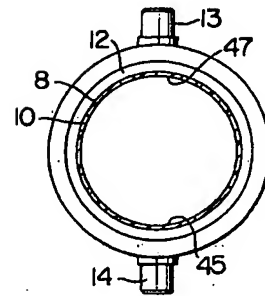
外3名

図面の浄帯(内容に変更なし)

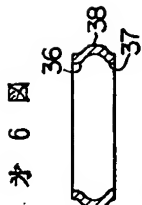
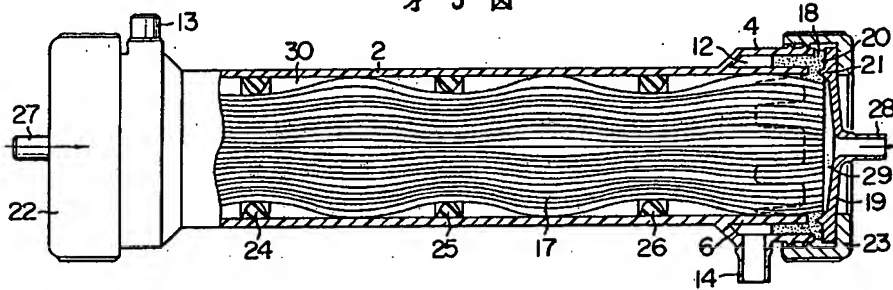
才 1 図



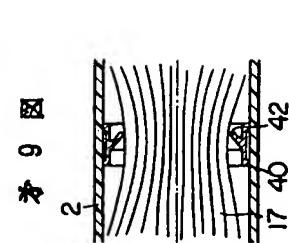
才 2 図



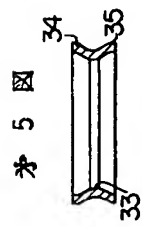
才 3 図



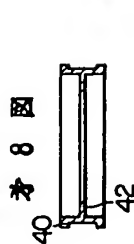
才 6 図



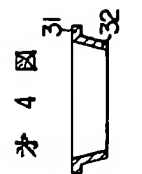
才 9 図



才 5 図



才 8 図

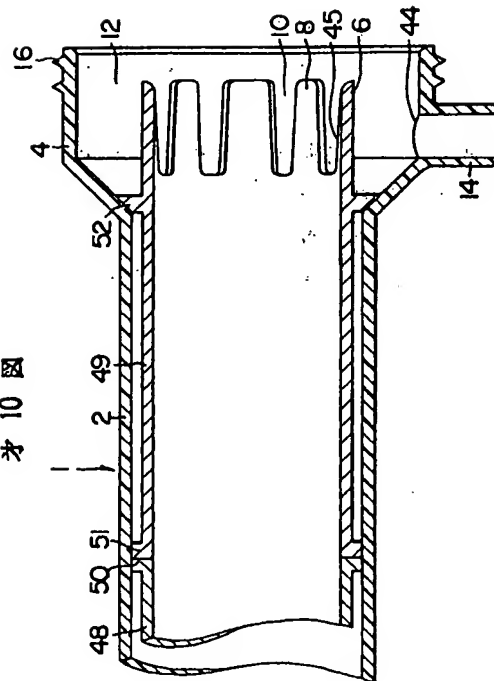


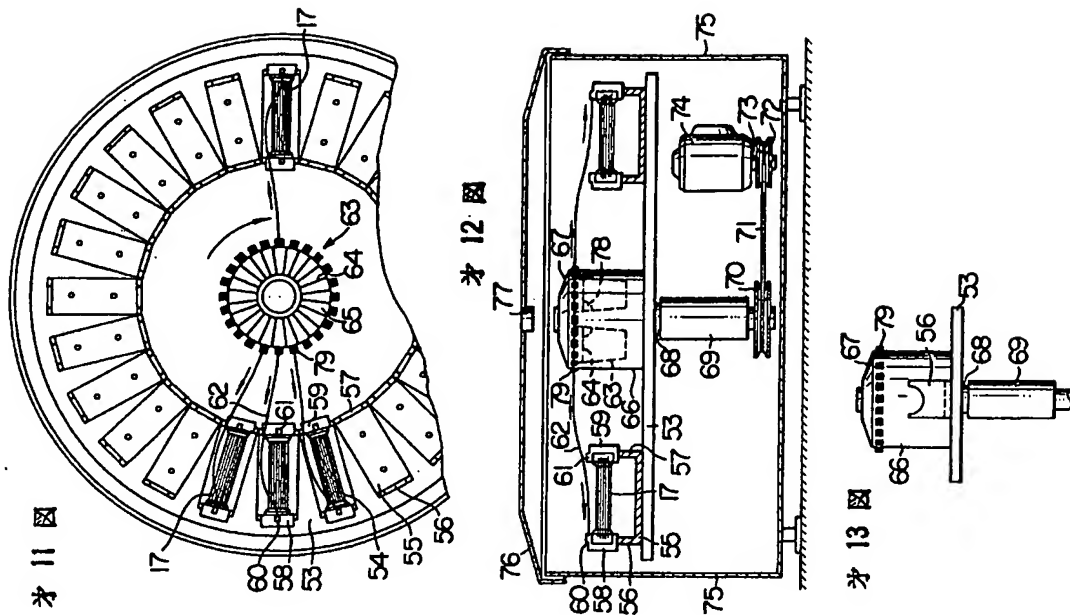
才 4 図



才 7 図

才 10 図





手続補正書(方式)

昭和52年6月22日

特許庁長官殿

1. 事件の表示

昭和52年特許願第 30247 号

2. 発明の名称

分離装置

3. 補正をする者

事件との関係 特許出願人

住所 氏名 (名称) オルガノ テフカ ビー プイ

4. 代理人

住所 〒100 東京都千代田区大手町二丁目2番1号
新大手町ビルディング331
電話 (211) 3651 (代表)
氏名 (6669) 浅村 皓

5. 補正命令の日付

昭和52年5月31日

6. 補正により増加する発明の数

7. 補正の対象

明細書の添付 (内容に変更なし)

8. 補正の内容 別紙のとおり

